

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-148143

(43) 公開日 平成7年(1995)6月13日

(51) Int.Cl.⁸

A 6 1 B 6/00

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

3 9 0 A 9163-4C

9163-4C

A 6 1 B 6/ 00

3 5 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願平5-296558

(22) 出願日 平成5年(1993)11月26日

(71) 出願人 000003001

帝人株式会社

大阪府大阪市中央区南本町1丁目6番7号

(72) 発明者 森本 賢二

大阪府茨木市耳原3丁目4番1号 帝人株式会社大阪研究センター内

(72) 発明者 花岡 泰樹

大阪府大阪市中央区南本町1丁目6番7号 帝人株式会社内

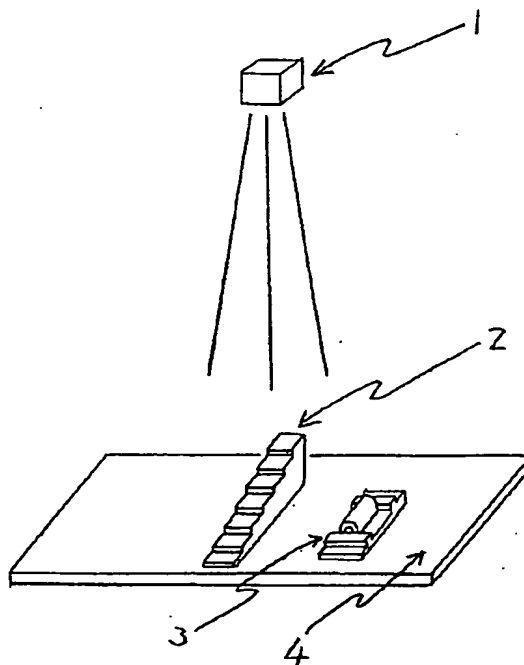
(74) 代理人 弁理士 前田 純博

(54) 【発明の名称】 骨計測方法及び装置

(57) 【要約】

【目的】 X線撮影による像を用いた骨計測において、X線撮影を行なう施設間差の縮小や施設間での経時変化の補正を容易に行なうことができるようにする。

【構成】 厚さが変化している標準物質と共に放射線撮影されて得られた被検骨に関する像に基づく光電信号を、コンピュータ手段を用いて該標準物質の厚さを基準に光電信号の特性を逆関数、またはその近似関数で特性変換して該被検骨の計測を行う骨計測方法において、被検骨の代わりに基準ファントムを該標準物質と共に放射線撮影し、所定の骨計測方法によって測定したときの測定結果をもとに、施設間差を縮小または施設内経時変化を補正するための補正式を予め求めておいて、被検骨の計測時に該補正式を使うことを特徴とする骨計測方法及びそのための装置を提供する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 厚さが変化している標準物質と共に放射線撮影されて得られた被検骨に関する像に基づく光電信号を、コンピュータ手段を用いて該標準物質の厚さを基準に光電信号の特性を逆関数、またはその近似関数で特性変換して該被検骨の計測を行う骨計測方法において、被検骨の代わりに基準ファントムを該標準物質と共に放射線撮影し、所定の骨計測方法によって測定したときの測定結果をもとに、施設間差を縮小及び／または施設内経時変化を補正するための補正式を予め求めておいて、被検骨の計測時に該補正式を使うことを特徴とする骨計測方法。

【請求項2】 該基準ファントムは1種類を使用し、補正式はオフセット補正項からなる請求項1の方法。

【請求項3】 該基準ファントムは測定結果の異なる2種類以上を使用し、補正式はオフセット補正項からなる請求項1の方法。

【請求項4】 該基準ファントムは測定結果の異なる2種類以上を使用し、補正式はゲイン・オフセットの補正項からなる請求項1の方法。

【請求項5】 2種類以上の基準ファントムは、該標準物質と共に一枚のX線写真フィルム上に密接させて撮影される請求項3、または4の方法。

【請求項6】 2種類以上の基準ファントムは、別々にかつ同一位置で撮影される請求項3、または4の方法。

【請求項7】 施設間差は、測定結果の異なる2種類以上の基準ファントムを使用して得られるゲイン・オフセットの補正項からなる補正式を用い、施設内経時変化は1種類の基準ファントムを使用して得られるオフセットの補正項からなる補正式を用いる請求項1の方法。

【請求項8】 厚さが変化している標準物質と共に放射線撮影された被検骨に関する像に基づく光電信号を得る手段と、該標準物質の厚さを基準に光電信号の特性を逆関数またはその近似関数で特性変換して該被検骨の計測を行なうための処理手段を備えた骨計測装置において、該処理手段が、被検骨の代わりに基準ファントムを該標準物質と共に放射線撮影して所定の骨計測方法によって測定したときの測定結果をもとにあらかじめ求められた施設間差の縮小及び／または施設内経時変化の補正をするための補正式を用いるようにしたものであることを特徴とした骨計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、骨計測方法及び骨計測装置に関するものである。更に詳細には本発明は、被検骨のX線写真フィルムにおける影像を用いて骨形態等の計測を行う装置における施設間差、あるいは同一施設内である程度以上の時間を経て生ずる経時変化の影響を縮小する方法を提供するものである。

【0002】

【従来の技術】 X線写真フィルムの画像読み取りの応用例として、被検骨にX線照射して得られたX線写真フィルムを用いてそのフィルムにおける影像の濃淡をマイクロデンシトメーターにより測定して骨計測を行うMD法（「骨代謝」第13巻、187-195頁（1980年）、第14巻、91-104頁（1981年）等参照）等がある。なお、MD法は、骨折の診断等のための装置として広く普及しているX線像の撮影装置を用いて容易に得られるX線写真フィルムを用いる点で採用しやすく、次第に広く普及している。

【0003】 これまでのMD法による骨計測は以下のようにより手作業による部分が多かった。すなわち被検骨にX線を照射して得られたX線写真フィルムを用いて、まずフィルムにおける骨の影像については手作業で、MD法による骨計測に必要な基準ポイントを定め、さらにその基準ポイントを用いて定められた方式により骨計測を詳細に行う部位（例えば第2中手骨の長軸の中間点での横断線上の部位）を選定する。ついで、その選定された部位に対してマイクロデンシトメータを走査させながら、その部位に光を照射して得られる透過光の強度を測定し、その走査された部位に対応した透過光の強度または吸光度の線図を所定のチャート紙上に記載させる。さらに被検骨とともにX線撮影されたアルミニウム製の階段状標準物質（以下アルミ階段という）のフィルムにおける影像の縦断線上にマイクロデンシトメータを走査させて、得られた透過光の強度または吸光度の線図についてもチャート紙に記載させる。かくして得られたチャート紙における被検骨に関する吸光度とアルミ階段に関する吸光度の各々の線図を、デジタイザーを用いてコンピュータに入力し、各点で被検骨の吸光度をアルミ階段の段数に変換する。このようにして変換されて得られた図を用いて、対象部位での骨形態を表す種々の指標がコンピュータ内で計算されて、計算結果が出力される。

【0004】 特開平3-215256号公報には、かかるMD法等のための画像読み取り装置が開示されており、ここでは例えばX線写真フィルムを照射するための光発生手段としてLED（Light Emitting Diode）等の帯状光源を用い、X線写真フィルムを透過してきた光量を読み取るためのCCD（Charged Coupled Device）等のイメージセンサーが用いられている。センサーにより透過光量はアナログ電気信号に変換され、さらにAD変換されてデジタル信号になり被検骨からの透過光量信号は予め読み取った標準物質の透過光量信号を用いてMPU（Micro Processing Unit）で標準物質厚さに変換処理され、パターン処理後骨塩量が算出される。

【0005】 しかしながら、X線撮影を伴うこれまでの骨計測法による骨計測に関しては、X線撮影条件やX線強度ムラ、およびX線写真フィルムを用いる場合にお

るフィルムの現像処理条件の変動等によって、計測結果が異なるという問題点があった。この差が原因となつて、同一被検体を測定した場合でも施設間で、あるいは同一施設においてもある程度以上の時間を経てから測定した場合には、測定結果に差を生じることがあった。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、X線撮影装置や現像等の処理装置の条件差・性能差等による施設間差、あるいはある程度以上の時間を経た施設内における測定結果の差を縮小させて、施設内、あるいは施設間の測定結果の比較・検討をより精度よく行えるようにすることを目的としている。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明者は、かかる目的を達成するために鋭意研究した結果、あらかじめ1種類もしくは2種類以上の基準ファントムを用いて補正式を導出しておいて、この補正式をもとに各施設の測定結果を換算しなおすことにより施設間差、あるいはある程度以上の時間を経た施設内の差を縮小することが出来ることを見だし本発明に到達した。

【0008】即ち本発明は、厚さが変化している標準物質と共に放射線撮影された被検骨に関する像に基づく光電信号を、コンピュータ手段を用いて該標準物質の厚さに基づいて光電信号の特性を逆関数、またはその近似関数で特性変換して該被検骨の計測を行う骨計測方法において、被検骨の代わりに基準ファントムを該標準物質と共に放射線撮影し、所定の骨計測方法によって測定したときの測定結果をもとに、施設間差を縮小または施設内経時変化を補正するための補正式を予め求めておいて、被検骨の計測時に該補正式を使うことを特徴とする骨計測方法を提供するものである。尚、ここで放射線には、 γ 線やX線が含まれるが、本発明に適したものとしてX線があげられる。また標準物質としては、アルミニウム製のスロープ状や階段状のものがあげられる。

【0009】かかる本発明の骨計測方法には、(1)該基準ファントムは1種類を使用し、補正式はオフセット補正項からなるものである場合、(2)該基準ファントムは測定結果の異なる2種類以上を使用し、補正式はオフセット補正項からなるものである場合、さらには(3)該基準ファントムは測定結果の異なる2種類以上を使用し、補正式はゲイン・オフセットの補正項からなるものである場合が含まれる。

【0010】さらに上記(2)、(3)については、2種類以上の基準ファントムが、該標準物質と共に一枚のX線写真フィルム等の上に密接させて撮影されるようにしたものである骨計測方法や、2種類以上の基準ファントムが、別々にかつ同一位置で撮影されるようにしたものである骨計測方法があげられる。

【0011】また、上記の本発明の方法には、施設間差が、測定結果の異なる2種類以上の基準ファントムを使

用して得られるゲイン・オフセットの補正項からなる補正式を用い、施設内経時変化は1種類の基準ファントムを使用して得られるオフセットの補正項からなる補正式を用いる骨計測方法が含まれる。

【0012】さらに本発明は、厚さが変化している標準物質と共に放射線撮影された被検骨に関する像に基づく光電信号を得る手段と、該標準物質の厚さを基準に光電信号の特性を逆関数またはその近似関数で特性変換して該被検骨の計測を行なうための処理手段を備えた骨計測装置において、該処理手段が、被検骨の代わりに基準ファントムを該標準物質と共に放射線撮影して所定の骨計測方法によって測定したときの測定結果をもとにあらかじめ求められた施設間差の縮小または施設内経時変化の補正をするための補正式を用いるようにしたものであることを特徴とした骨計測装置を提供するものである。

【0013】本発明における施設とはX線撮影が行なわれる施設をいい、通常は病院等を意味する。

【0014】

【作用】したがって、本発明は以上のような手段を講じたことにより、施設内においては同一被検者の骨測定結果の経時変化をより精度よく観察することが出来る。また、施設内、さらには施設間においても被検者間の骨測定結果をより精度よく比較することが出来る。

【0015】

【実施例】以下、本発明の一実施例について図1～17を参照して説明する。

【0016】本発明の骨計測方法が、X線写真フィルムにおける像を用いる場合には、骨計測用のX線写真フィルムの撮影が、一般的には図1のような方法により行われる。

【0017】このとき、X線撮影装置より発生されるX線の波長は、設定した管電圧によって異なる(図2)。したがって、被検物を透過するときのX線の透過しやすさを表す質量減弱係数 μ も変化する(図3)。実際には、X線撮影装置で撮影を行う際には、管電圧はある範囲内でふらついており(図4の管電圧波形例参照)、結果として装置の種類や、その日の使用環境の変化に応じて管電圧のふらつきかたも違ってくる。管電圧の違いによる測定結果の違いを図5に示す。このことから、X線撮影装置の差は施設間差、あるいは同一施設における日間差の原因のひとつになっていることがわかる。

【0018】さらに、撮影されたX線写真フィルムを現像する際には、一般的には自動現像機が使用される(図6)。しかしながら、自動現像機においては装置の性能の善し悪しに関わらず内部にあるX線写真フィルム送り用ローラーの長手方向に現像ムラができてしまう(図7)。このことに加えて、X線源からの距離によるX線の減弱を考えると、X線写真フィルム上には、非常に大きなムラがあることがわかる。この誤差も、施設間差、あるいは同一施設における日間差の原因のひとつとなっ

ていることがわかる。

【0019】以上のような要因のために、例えば第2中手骨なる同一被検体を撮影後測定しても、得られた骨計測の測定結果は、施設間で図8のような差がある。各々のデータについて、図9のX線写真フィルムでの第2中手骨の中間点についての吸光度パターンに置ける斜線部の面積 ΣGS と $\Sigma GS/D$ を計算してみると図10のように測定結果の大小と非常によい相関がみられる。そこで、 ΣGS を補正することによって施設間の差を小さくすることができると考えた。

【0020】以下に、本発明の骨計測方法における補正による補正の例である ΣGS 補正の方法を詳細に説明する。

【0021】本発明における基準ファントムは図11のような構造をしており、擬似軟部組織8、および擬似骨9よりなる。擬似軟部組織8、および擬似骨9は純アルミ(A1080)よりなるが、ハイドロキシアパタイト等他の物質でもよい。該擬似骨9の内径のみを変化させた3種類の基準ファントムの数施設での測定結果は、図12のようになる。この図から、内径が違う3種類の基準ファントムの測定結果の増加度合いを表す係数をa、各施設におけるオフセット係数をbとすると、

$$Y = aX + b$$

と近似できる。ここで、Yは実測結果の ΣGS 、Xは各基準ファントムの ΣGS の設計値。全施設においても、測定結果の増加度合いを表す係数aはほぼ同じ(表1参照)なので、オフセット係数bのみを加減することによってある程度の精度を保って施設間差の補正を行うことができる。

【0022】表1は、横軸に各基準ファントムの ΣGS / D設計値を、縦軸に各基準ファントムの ΣGS / D測定値をとったときのゲインおよびオフセットを示す。 *

$$\begin{aligned} b &= \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n (\Sigma GS_{\text{meas}} - \Sigma GS_{\text{design}}) \\ &= \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n \{ D_{\text{meas}} \times (\Sigma GS / D_{\text{meas}}) \\ &\quad - D_{\text{design}} \times (\Sigma GS / D_{\text{design}}) \} \end{aligned}$$

【0028】ここで、上式の $\Sigma (k=1 \sim n)$ は全施設における基準ファントムについての和である。また、 D_{\dots} は、各施設における基準ファントム外形寸法の測定値である。 $\Sigma GS / D_{\dots}$ は、各施設における基準ファントムの骨測定結果の測定値である。 D_{\dots} は、基準ファントムの外形寸法の設計値であり、 $\Sigma GS / D$

*【0023】

【表1】

施設	ゲイン	オフセット
施設A	+1.0416	-0.5148
施設B	+0.9793	-0.4521
施設C	+1.0655	-1.0874
施設D	+1.0139	-0.0928

【0024】以下に、オフセット係数bのみの加減による施設間の補正方法の例を詳細に説明する。

【0025】該骨計測方法に必要なX線写真フィルムの撮影は図1のように行われる。図1において1はX線撮影装置、4はX線写真フィルムおよび増感紙を挟み込んだ専用のカセット、3は基準ファントムである。撮影されたX線写真フィルムは、自動現像機もしくは類似の装置もしくは人手により現像される。基準ファントム形状の一例を図11に示す。同一基準ファントムを他の施設においても同様な方法により撮影後測定する。基準ファントムについての ΣGS の測定結果の複数施設間の分布を図8に示す。

【0026】各施設において得られた測定結果より、各施設固有のオフセット係数を次式により決定する。

【0027】

【数1】

\dots は、基準ファントムの骨計測結果の設計値である。結果的に施設間補正された骨計測結果は、次式により計算される。ここで、 $\Sigma GS / D_{\dots}$ は補正後の骨計測結果である。

【0029】

【数2】

$$\Sigma GS/D_{\text{ndfd}} = \frac{\Sigma GS/D_{\text{meas}} \times D_{\text{meas}} - b}{D_{\text{meas}}}$$

【0030】結果的に、同一の基準ファントムを撮影後骨計測装置にて計測しても図8のような施設間の分布があったものが図13のように施設間差のほとんどない分布に補正することができる。

【0031】以上のようにオフセットのみの補正を行った場合においても施設間差を表2のように縮小すること10
ができることがわかったが、より精度の高い施設間補正*

*を行うならば測定結果の増加度合いを表すゲイン係数aも加減して施設間の補正を行う必要がある。

【0032】表2は、本発明の装置におけるオフセット補正を行ったときの効果を示す。

【0033】

【表2】

		基 準 フ ァ ン ト ム		
		骨 細	標 準	骨 太
施 設 A		1. 7 9 1 9	2. 1 8 4 9	2. 4 9 9 4
施 設 B		1. 9 0 4 6	2. 2 4 3 4	2. 5 8 9 2
施 設 C		1. 8 2 4 5	2. 2 2 0 5	2. 5 6 0 8
施 設 D		1. 8 7 5 1	2. 2 1 8 5	2. 5 8 3 0
施設間差	補正後	0. 1 1 2 7	0. 0 5 8 5	0. 0 8 9 8
	補正前	0. 1 1 8 9	0. 1 4 5 5	0. 1 4 4 5

【0034】以下に、ゲイン係数aおよび、オフセット係数bの加減による施設間の補正方法の例を詳細に説明する。

【0035】本発明の該骨計測方法に必要なX線写真フィルムの撮影は図1のようにして行われる。図1において1はX線撮影装置、4はX線写真フィルムおよび増感紙を挟み込んだ専用のカセット、3は基準ファントムである。撮影されたX線写真フィルムは、自動現像機もしくは類似の装置もしくは人手により現像される。基準ファントムは、2種類以上のものを使用すればよいが、こ

こでは3種類のものを使用する。基準ファントムの形状を図11に示す。さらに、各基準ファントムの形状寸法の例を表3に示す。3種類の基準ファントムを他の施設においても同様な方法により撮影後測定する。各基準ファントムの測定結果の施設間の分布を図12に示す。

【0036】表3は、本発明の装置における3タイプの基準ファントムの内径および外径を示す。

【0037】

【表3】

基準ファントム	内径 mm	外径 mm
骨細タイプ	3.4	5.0
標準タイプ	3.0	5.0
骨太タイプ	2.6	5.0

寸法公差: ± 0.02

【0038】各々の施設において、

*【数3】

【0039】

*

X軸を

$$\Sigma GS_{dsgn} = \Sigma GS / D_{dsgn} \times D_{dsgn}$$

Y軸を

$$\Delta = \Sigma GS / D_{meas} \times D_{meas} - \Sigma GS / D_{dsgn} \times D_{dsgn}$$

【0040】としたグラフ(図14)を書き一時回帰を行うことにより次式を得る。

【0041】

【数4】

$$\Delta_{revolved} = a \times \Sigma GS_{dsgn} + b$$

【0042】ここで、 $\Delta_{revolved}$ は一回帰により推定※

$$\Sigma GS / D_{ndld} = \frac{\Sigma GS / D_{meas} \times D_{meas} - b}{(1 + a) \times D_{meas}}$$

【0044】ここで、 $\Sigma GS / D_{ndld}$ は補正後の骨計測結果である。結果的に、3種類の基準ファントムを撮影後骨計測装置にて計測しても図12のような施設間の分布があったものが図15のように施設間差のほとんどない分布に補正することができる。また、施設間差でみて

※された Δ 、aはゲイン係数、bはオフセット係数を表わす。この式を用いて骨測定結果 $\Sigma GS / D_{meas}$ を施設間差の少ない値に補正することができる。補正式は、次式により示される。

【0043】

【数5】

も表4のような効果が認められる。

【0045】表4は、本発明の装置におけるゲイン・オフセット補正を行ったときの効果を示す。

【0046】

【表4】

		基 準 フ ァ ン ト ム		
		骨 細	標 準	骨 太
施 設 A		1. 8 4 3 9	2. 2 2 2 6	2. 5 2 4 9
施 設 B		1. 8 5 9 9	2. 2 0 4 6	2. 5 5 7 5
施 設 C		1. 8 4 0 2	2. 2 1 3 0	2. 5 3 3 5
施 設 D		1. 8 5 1 2	2. 1 9 0 1	2. 5 4 9 8
施 設 間 差	補 正 後	0. 0 1 9 7	0. 0 3 2 5	0. 0 3 2 6
	補 正 前	0. 1 1 8 9	0. 1 4 5 5	0. 1 4 4 5

【0047】本発明の骨計測方法に適用できる被検体の例としては、人間の骨の発育状態、老化度の確認、または骨粗しょう症、骨軟化症等の骨病変の種類の範囲またはその症状の進行度、治療時の効果の確認等の種々の骨計測を行う場合に必要とされる被検骨があげられる。X線写真フィルムを用いる場合の被検骨としては、ある程度鮮明な陰影度を有したX線写真フィルムが得られるものであればよいが、通常は軟部組織部の層が薄く平均化しているものが望ましい。具体例としては、手骨、上腕骨、橈骨、尺骨、大腿骨、脛骨、腓骨等の皮質骨からなる長管骨があげられる。さらに本発明の装置に適用できる被検骨の他の具体例としては、踵骨、脊椎、上記長管骨の骨端部等の海綿骨があげられる。また、その他の被検物としては、X線写真フィルムを介して、標準物質の厚みに換算して評価することが必要なものであれば、いかなるものであってもよい。

【0048】本発明の骨計測装置は、かかる骨計測方法を実施するための構成を有することを特徴としている。図16は、本発明の骨計測装置の好ましい態様例として、模式的に示したものである。この図において、自動読み取り機能部10がX線写真フィルムに照射する光の発生手段（光源）と、その光源からの光がX線写真フィルムを透過した透過光の強度を検知するための検知手段と、X線写真フィルムを自動的に走行させるためにフィルム自動走行手段を備えたものである。

【0049】かかる光源としてはスポット状の光を発生するものであってよいが、通常スキャニング手段が必要となり、小型で簡便な構造である装置にするためには帯状の光を発生するための帯状光源が実用上好適である。また検知手段としては、透過光を検知でき自動読み取り

可能であればいかなるものであってもよいが、帯状光源を用いる場合にはそれに対応して帯状センサー即ちラインセンサーが好ましく、特に帯状の密着イメージセンサーが実用上好ましい。フィルムの走行手段としては通常ローラーが用いられ、中でもフィルムを間にはさんで互いに反対方向に回転する一対のローラーが好適に用いられるが、それ以外のものであってもよい。なお、フィルムの自動走行手段としては、検知手段の検出速度に適合した速度で所定の速度でX線写真フィルムを走行し得るものであればいかなるものであってもよく、走行形式が連続的であっても間欠的であってもよい。

【0050】本発明の骨計測装置は、影像記憶手段を具備することが好ましい。かかる影像記憶手段としては、前記のごとき自動読み取り手段によって得られた被検骨のX線写真フィルムにおける影像での透過光の強度に関するデジタル信号をフィルムの位置に対応させたデータ群または、標準物質の厚みに換算された影像に関するデータ群を記憶し得るものであればいかなるものであってもよく、骨計測の目的に応じてその記憶メモリサイズを選ぶ。具体例としては第2中手骨の骨計測においては2Mバイト程度のイメージメモリーのごときコンピューター手段などがあげられる。

【0051】また本発明の装置には、フィルムから読み取られた画像を用いて骨計測を行うための種々の処理を行う演算手段が具備されている。

【0052】また本発明の装置には、図16に示すごとく、影像読み取り手段によって読み取られた、または記憶手段によって記憶された被検骨の影像を画像として表示するためのCRT（Cathode Ray Tube）のごとき画像表示手段と、表示された被検骨の画像

において骨計測に必要な基準ポイントを入力するためのポイント入力手段と、入力された基準ポイントを用いて記憶された被検骨の影像に関する骨計測のための演算を行うための演算手段を有した装置が含まれる。

【0053】かかる画像表示手段としては、影像記憶手段に記憶された、または自動読み取り手段によって得られたデジタル信号と位置の関係からなるデータ群を画像として表示し得るものであればいかなるものであってもよく、具体的には解像度のコストから好適な例としてはCRT等があげられる。

【0054】例えば第2中手骨の中間点をCRTの像で求める場合の基準のポイントを入力するためのポイント入力手段としては、画像表示手段において基準ポイントとして位置を特定して入力することができるものであればいかなるものであってもよく、具体例としては、カーソル位置表示、指示制御手段や、ライトペン型入力手段、タッチパネルにより外部より入力する方法並びに記憶された被検骨の影像から、自動的に入力する方法などがあげられる。

【0055】本発明の装置には、例えば光源の光量を調節する前に、画像表示手段においてポイント入力手段によって入力された基準ポイントの位置を図16に示されるときRAM等の記憶手段によって記憶せしめ、ついで前記のごとく判定結果に基づいて光量を調節した後の調節光量により再度同一部分のフィルムの読み取りを行い、表示手段に表示された画像においてすでにRAMに記憶された基準ポイントに基づいてポイント入力するための手段を具備したものが含まれる。これら一連の操作は図16におけるMPUの制御によって作動する画像読み取り機能部10でなされる。かかる構成によって、照射光量の再設定がなされ前回設定値と異なる場合は、アルミ階段および対象部分まで自動的にフィルムが送られ、読み取り対象部分のポイント入力が必要な場合は前回のポイント入力値を記憶しておいてその位置で自動的に処理が行われるので再入力のためのオペレーターの負担を減らすことができる。

【0056】また本発明の骨計測装置における骨計測出力手段としては、演算によって得られた計測結果を出力できるものであればいかなるものであってもよく、具体例としてはハードコピーにはドット式インクプリンター、サーマルプリンター、レーザプリンター、ビデオプリンター、その他のCRT画面などがあげられる。

【0057】なお図16に示す読み取り機能部10では、例えば65 μ mピッチ \times 4096子からなるラインセンサー(CCD: Charged Coupled Device)をフィルム移動方向に直角に並べて、X線写真フィルム上面または下面から帯状光源(LED: Light Emitting Diode)によりフィルムを照射し、該フィルム反射面でその透過光をラインセンサー上に焦点を結ぶように配置したロッドレンズ

により集光し、そのX線写真フィルム濃度に応じた透過光の強度等の信号を得るようにすると同時に、ラインセンサーおよび帯状光源と直角方向に65 μ mピッチで微少移動することのできるパルスモータを用いた微少フィルム走行手段を具備している。またラインセンサーの各素子は、ラインセンサーへの入射光量(=フィルムへの濃淡に応じた透過光量)に比例したアナログ電圧を出力する。

【0058】かかるX線写真フィルムでの特定部位にしばって透過光の検知を可能にしたり、フィルムを所定の速度で間欠的に走行させることを制御するための制御手段は、図16においてフィルムフィードコントローラとして例示されている。

【0059】なお、図16におけるCCDドライバーは、CCDに蓄積されたデータを所定のタイミングで取り出せるように制御する機能を有するものである。

【0060】また図16における骨計測データ処理機能部では、読み取り機能部10によって読み取られたデータ群が、データ処理部11におけるイメージ入出力部およびイメージメモリから主としてなる影像記憶手段によって記憶される。記憶された影像に関するデータ群はCRTCおよびCRTによって表示される。

【0061】画像表示手段とポイント入力手段を有する7インチCRT(640ドット \times 400ライン)により、中手骨の画像を表示し、測定部位を特定するためにカーソルを移動し骨頭・骨端を指示する。かかるポイント入力手段は、図16においてKBI/Fおよびキーボードとして示されている。

【0062】骨計測のための演算は、図16におけるROM(演算のためのプログラム記憶部)およびRAM(演算を行い結果を記憶する部分)とから主としてなる演算手段において行われる。

【0063】得られた骨計測結果は、図16におけるPRI/Fおよびプリンターから主としてなる出力手段によって出力される。RS-232CおよびMODEM F、他の装置と連結するためのものである。

【0064】図16におけるMPUは、前記した機能の他に、イメージメモリへのデータの取り込み、プログラムの起動・停止及びキーボード・CRT等を制御する16ビットマイクロプロセッサであり、PIOはデジタル制御入出力を上記コンピュータシステムへ入出力するためのインターフェースとして機能するものである。

【0065】本発明の装置の特徴である補正式の使用に関しては、例えばあらかじめ施設内でファントムを変えて骨計測を行ない前述の如く補正式を求めておいて、その補正式の係数を図16の装置に入力してROMに記憶させる。実際の被検骨の計測の際には、ROM中のそれらの係数を用いた補正式を採用して骨計測の処理を行うようにする。

【0066】上述した実施例ではX線写真フィルムを用

いたものを示したが、X線イメージセンサーに直接X線を照射して画像化する装置等にも本発明は容易に適用できる。かかる装置の場合の、X線撮影から骨計測までの流れを模式的に図17に示す。

【0067】X線イメージセンサーに直接X線を照射して画像化する装置においては、従来のX線撮影法におけるX線写真フィルムを挟み込んだカセットの代わりにイメージングプレート12を使用してX線撮影を行い、レーザー光照射手段13および光検知センサー14により該イメージングプレート12に蓄積記録されたX線情報にレーザー光を照射することでX線強度に比例した情報を光信号として読み取ることができる。読み取った光電情報をA/D変換して被検骨のX線像15を得る。該X線像とともに、本発明における骨計測方法と同等な骨計測を行うことができる。

【0068】

【発明の効果】本発明は、基準ファントムを用いて施設間差の補正式を導出したのちに、その補正式を用いて測定結果を換算し直すため同一被検物を測定したときの施設間差および、ある程度以上の時間を経た施設内の測定結果の差を小さくすることができる。結果として、施設間の測定結果比較および、施設内におけるある被検者の経時的变化等を精度よく比較することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】骨計測用のX線写真フィルムの撮影の例示

【図2】X線撮影装置における管電圧とX線波長の関係

【図3】管電圧変化にともなう質量減弱係数の変化の例示

【図4】X線撮影装置で撮影を行う際の管電圧のふらつきの例示（単相）

【図5】X線写真フィルム撮影時の設定管電圧と骨計測結果の相関の例示

【図6】自動現像機の例示

【図7】自動現像機による現像ムラの例示（フィルム送り方向）

【図8】骨計測結果の施設間分布の例示

*

*【図9】本発明の装置における骨計測の例示

【図10】骨計測結果における $\Sigma GS/D$ と ΣGS の相関の例示

【図11】本発明の装置における基準ファントム形状の例示

【図12】本発明の装置における3タイプの基準ファントム骨計測結果の施設間分布の例示

【図13】本発明の装置におけるオフセット補正後の骨計測結果の施設間分布の例示

10 【図14】本発明の装置における各基準ファントムの ΣGS 設計値と Δ の関係

【図15】本発明の装置におけるゲイン・オフセット補正後の骨計測結果の施設間分布の例示

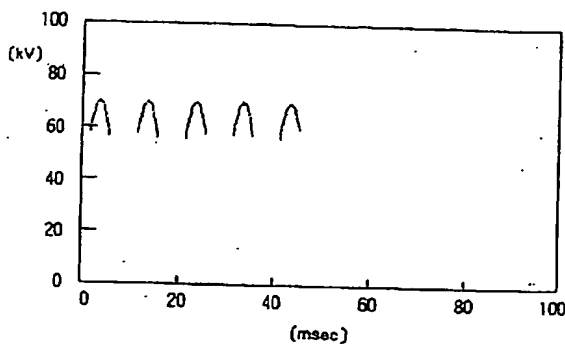
【図16】本発明の装置をブロックダイアグラムのように模式的に例示したもの。

【図17】X線イメージセンサーを使用した骨計測装置におけるX線撮影から骨計測までの流れを模式的に示した図

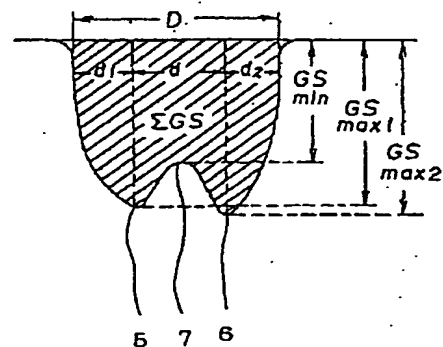
【符号の説明】

- 1 X線撮影装置
- 2 厚さの変化している標準物質
- 3 基準ファントム
- 4 X線写真フィルムおよび増感紙を挟み込んだ専用のカセット
- 5 骨パターンにおける GS_{max1}
- 6 骨パターンにおける GS_{max2}
- 7 骨パターンにおける GS_{min}
- 8 擬似軟部組織
- 9 擬似骨
- 20 10 自動読み取り機能部
- 11 データ処理部
- 12 イメージングプレート
- 13 レーザー光照射手段
- 14 光検知センサー
- 15 被検骨のX線像

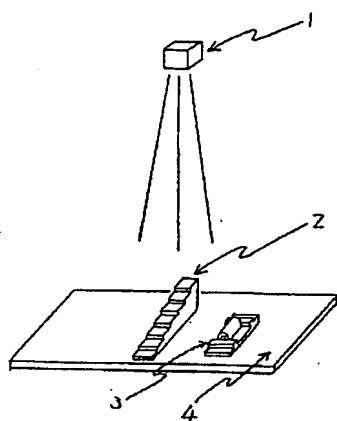
【図4】



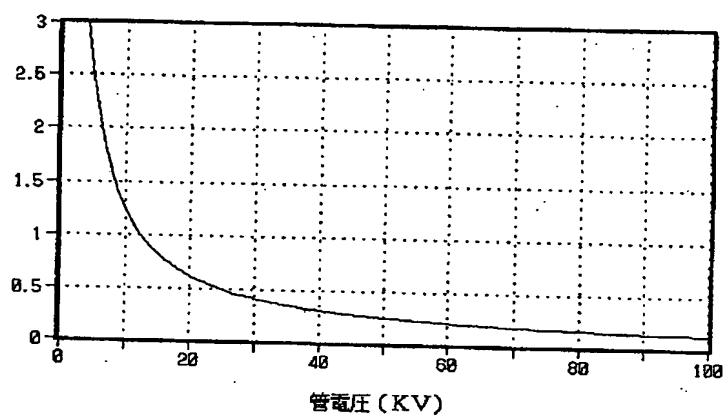
【図9】



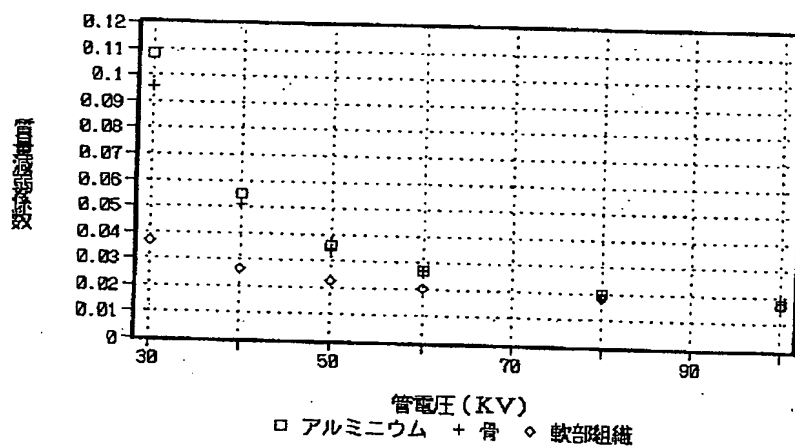
【図1】



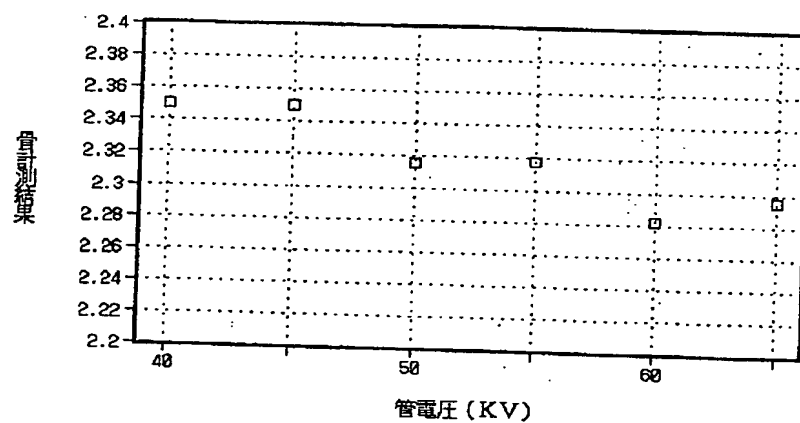
【図2】



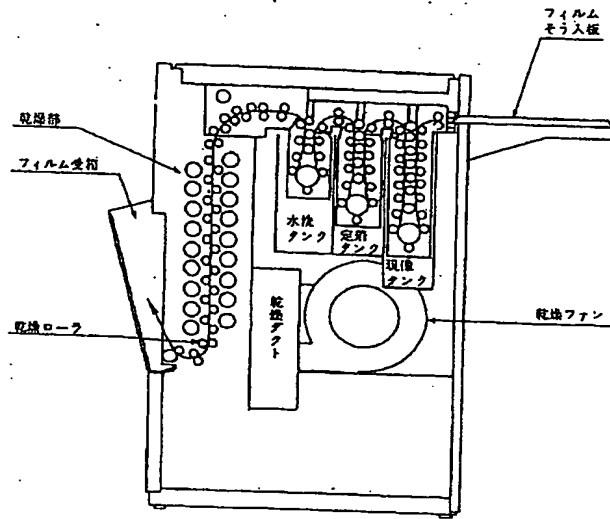
【図3】



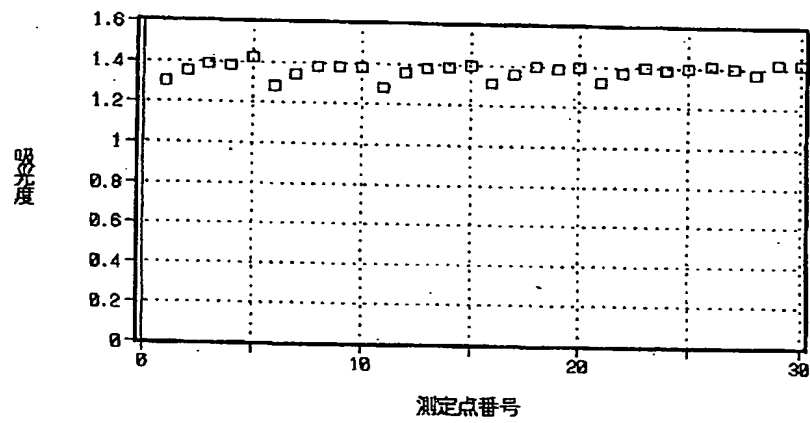
【図5】



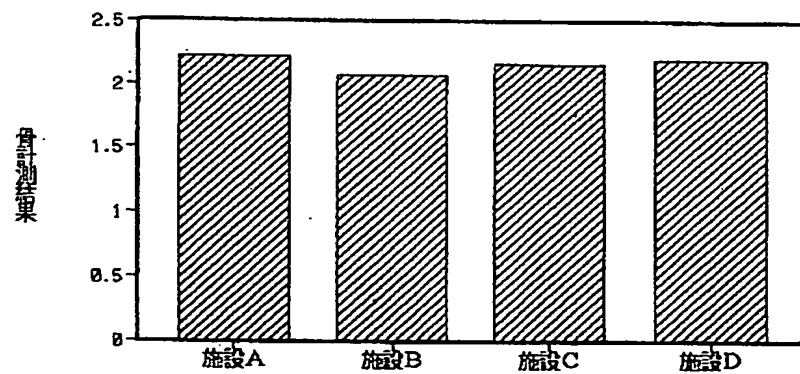
【図6】



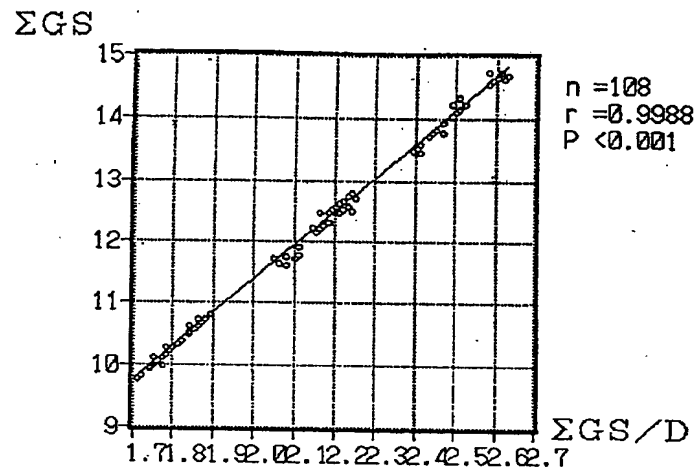
【図7】



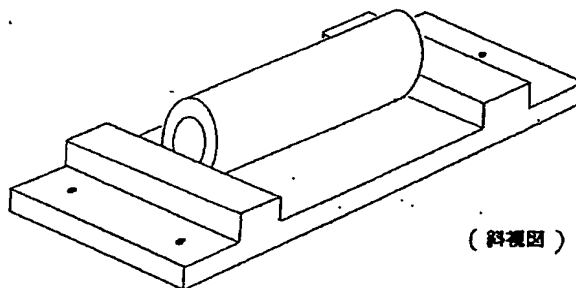
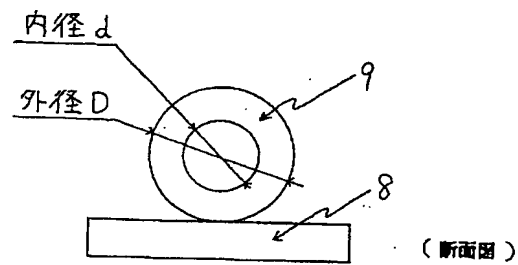
【図8】



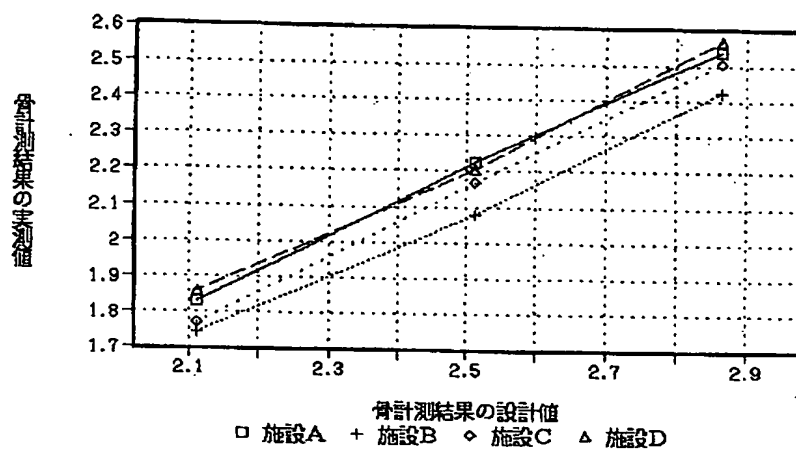
【図10】



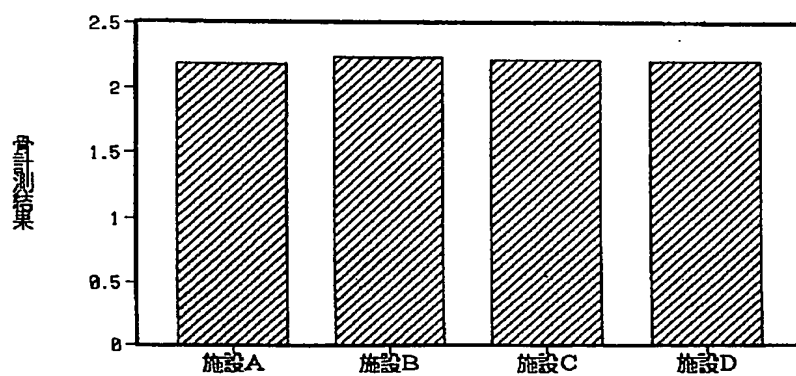
【図11】



【図12】

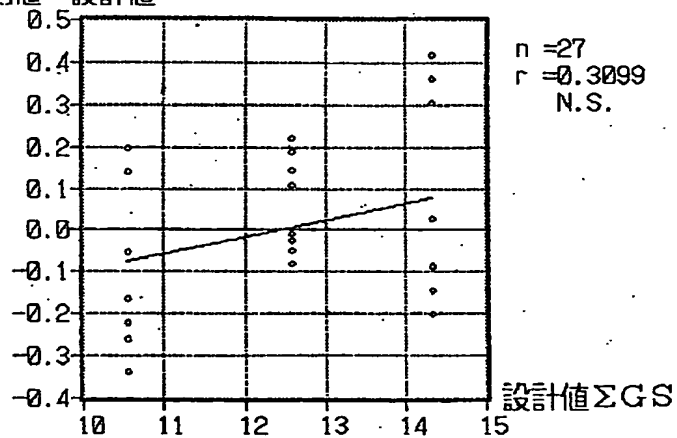


【図13】

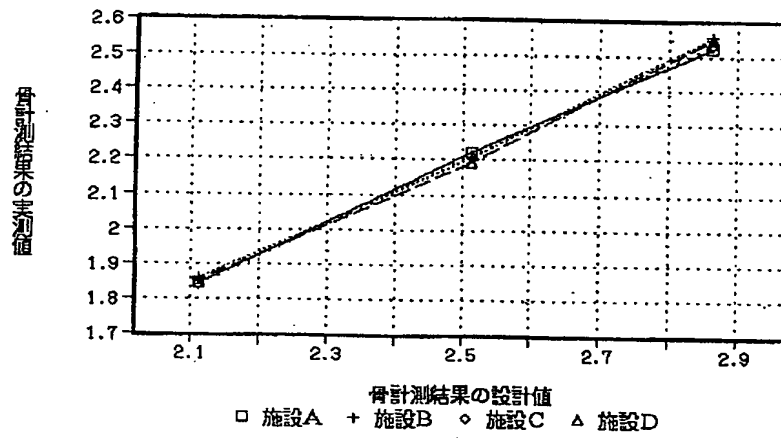


【図14】

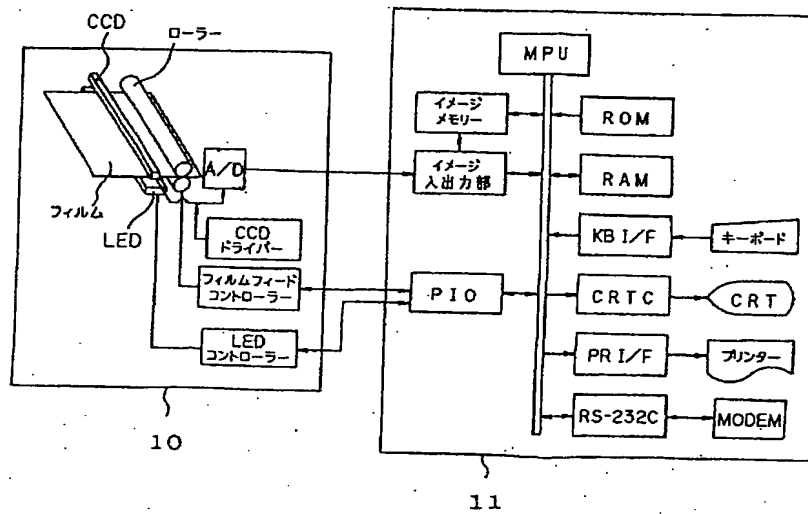
実測値-設計値



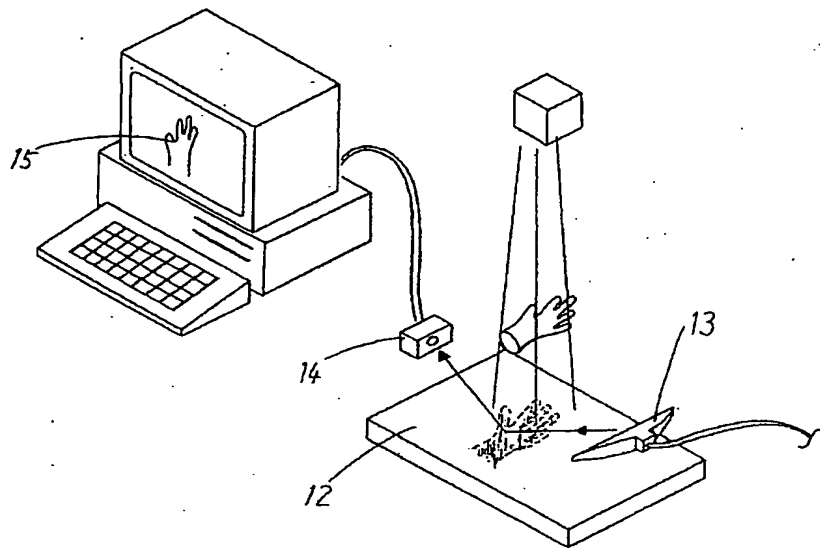
【図15】



【図16】



【図 17】





THIS PAGE BLANK (USPTO)